

# UTILISATION D'AU MOINS UN TRANSDUCTEUR PIEZO-ELECTRIQUE COMPOSITE POUR LA FABRICATION D'UN APPAREIL DE THERAPIE ULTRASONIQUE POUR LA THERAPIE NOTAMMENT DE CONCRETIONS, DE TISSUS OU DES OS D'UN ETRE VIVANT..

**Publication number:** FR2679125

**Publication date:** 1993-01-22

**Inventor:** JEAN-YVES CHAPELON; DOMINIQUE CATHIGNOL;  
EMMANUEL BLANC

**Applicant:** TECHNOMED INT SA (FR); INST NAT SANTE RECH  
MED (FR)

**Classification:**

- **international:** **A61B17/22; A61N7/02; B06B1/06; A61B17/00;**  
**A61B17/22; A61N7/00; B06B1/06; A61B17/00; (IPC1-**  
**7): A61B17/22; A61B17/56**

- **European:** A61B17/22B2; A61B17/22B2D; A61N7/02; A61N7/02C;  
B06B1/06

**Application number:** FR19910009197 19910719

**Priority number(s):** FR19910009197 19910719

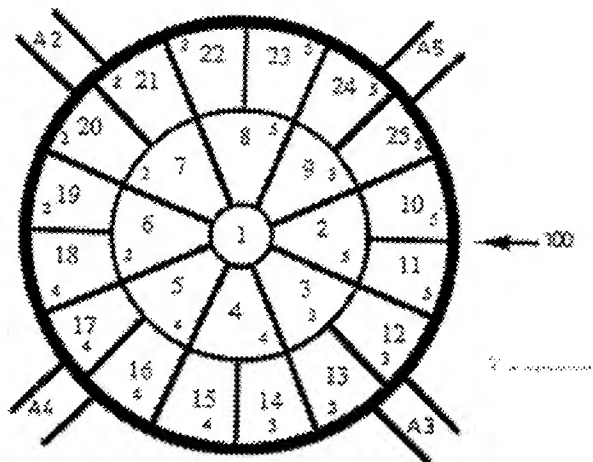
**Also published as:**

WO9301752 (A1)  
EP0595849 (A1)  
EP0595849 (A0)  
EP0595849 (B1)

**Report a data error here**

## Abstract of **FR2679125**

The invention relates to a composite piezoelectric transducer for making an acoustic or an ultrasonic therapeutic apparatus. The transducer may be a single large-size transducer or it may be a multi-transducer device and it advantageously emits ultrasonic waves that are focused on a focal point.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①① N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 679 125**

②① N° d'enregistrement national : **91 09197**

⑤① Int Cl<sup>5</sup> : A 61 B 17/22, 17/56

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

**A1**

②② Date de dépôt : 19.07.91.

③⑦ Priorité :

④③ Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 22.01.93 Bulletin 93/03.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : **TECHNOMED INTERNATIONAL**  
*Société Anonyme — FR et INSERM (Institut National  
de la Santé et de la Recherche Médicale)  
Etablissement public — FR.*

⑦② Inventeur(s) : Chapelon Jean-Yves, Cathignol  
Dominique et Blanc Emmanuel.

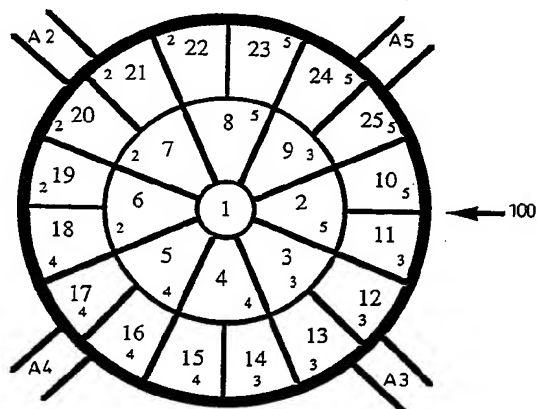
⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire : Cabinet Beau de Loménie.

⑤④ Utilisation d'au moins un transducteur piézo-électrique composite pour la fabrication d'un appareil de thérapie ultrasonique pour la thérapie notamment de concrétions, de tissus ou des os d'un être vivant.

⑤⑦ L'invention concerne un transducteur piézo-électrique composite pour la réalisation d'un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique.

Ce transducteur peut être un transducteur unique de grande dimension ou être un dispositif multitransducteurs émettant avantageusement des ondes ultrasoniques focalisées en un point focal.



**FR 2 679 125 - A1**



Utilisation d'au moins un transducteur piézo-électrique composite pour la fabrication d'un appareil de thérapie ultrasonique pour la thérapie notamment de concrétions, de tissus ou des os d'un être vivant.

05 L'invention concerne essentiellement l'utilisation d'au moins un transducteur piézo-électrique composite pour la fabrication d'un appareil de thérapie ultrasonique pour la thérapie notamment de concrétions, de tissus ou des os d'un être vivant.

10 L'existence de transducteurs piézo-électriques composites est tout à fait récente. Les céramiques piézo-électriques composites sont constituées d'éléments piézo-électriques conventionnels du type PZT (Zirconate/Titanate) inclus dans une matrice polymère. Pour une description détaillée des principales technologies de réalisation, voir l'article de Wallace Arden Smith dans  
15 IEEE Ultrasonic Symposium 1989, pages 755-766.

L'utilisation de matériaux composites pour réaliser des céramiques piézoélectriques s'est avérée intéressante car il est obtenu une impédance acoustique proche de celle des tissus biologiques qui se traduit par une augmentation de la sensibilité  
20 du transducteur et une réponse impulsionnelle plus brève. Ceci a permis leur utilisation dans le cadre de sonde d'échographie médicale en offrant l'avantage d'augmenter les résolutions spatiales de ces sondes d'échographie.

Par ailleurs, la technologie de fabrication autorise la  
25 fabrication de forme géométrique complexe par exemple par simple thermoformage d'éléments plans. Egalement, l'emploi de composite permet d'aboutir à un couplage transverse très faible de sorte que le déplacement des surfaces émissives est principalement unidirectionnel. Ceci contribue à l'amélioration du couplage électromécanique et, dans le cas de transducteurs formés de barrettes,  
30 limite les interactions entre celles-ci, ce qui est particulièrement recherché dans le cadre de sondes d'échographie. Il est également possible avec des matériaux composites de réaliser les transducteurs du type barrette par simple intégration  
35 d'électrodes de la forme souhaitée, sans découpe d'éléments piézo-électriques.

De ce fait, les matériaux composites sont parfaitement adaptés à la réalisation de sondes échographiques médicales et de contrôle non destructif où les besoins sont essentiellement centrés sur l'amélioration du couplage électromécanique et de la résolution spatiale pour des puissances d'émission très faibles.

Jusqu'à présent, il était estimé que les matériaux composites ne pourraient pas être utilisés en thérapie, qui nécessite des énergies élevées, en raison d'une baisse de performances à haut niveau d'excitation comme cela est souligné par Wallace Arden Smith dans l'article précité en page 758. Mr Smith souligne qu'à haut niveau d'énergie le couplage transverse devient plus important et l'élément piézo-électrique perd son mouvement unidirectionnel au profit de déformations transverses qui rendraient, par exemple, impossible l'utilisation de transducteurs du type barrette même en échographie médicale. De plus, du fait d'une part de l'augmentation du couplage transverse et, d'autre part de l'adjonction du matériau polymère, il est suggéré un comportement non linéaire du transducteur à forte puissance.

Dans ces conditions, l'homme de l'art avait un préjugé relativement à l'utilisation d'éléments piézo-électriques composites dans le cadre de traitements thérapeutiques par voie ultrasonique en raison du niveau élevé d'énergie exigé.

Or, il vient d'être découvert par les présents inventeurs de manière totalement inattendue que les éléments piézo-électriques composites étaient suffisamment résistants pour permettre d'émettre une énergie suffisante pour réaliser les traitements thérapeutiques, que ce soit en lithotritie, c'est-à-dire par onde de choc focalisée en un focal ou point cible, ou dans le cadre de la destruction ou du traitement de cellules ou de tissus d'un être vivant par effet thermique obtenu par ultrasons focalisés.

On rappellera ici que les niveaux d'énergie ou de puissance exigés dans le cadre de la thérapie médicale sont largement supérieurs à ceux nécessaires à l'imagerie médicale. Par exemple, pour la lithotritie, l'hypertermie ou l'ablation tissulaire, les niveaux d'énergie (par impulsion) sont plus de

10 000 fois supérieurs à ceux nécessaires à l'imagerie médicale. En  
terme de puissance par impulsion, ces mêmes niveaux sont de 10 à  
1 000 fois plus importants. A titre d'exemple, le niveau d'énergie  
qui doit être transmis dans le cadre de l'imagerie médicale est  
05 typiquement inférieur à 1 dix millième de J/impulsion. Dans le  
cadre d'un traitement thérapeutique, l'énergie qui doit être trans-  
mise par les éléments piézo-électriques est bien supérieure à  
0,01 J/impulsion. Pour la lithotritie, le niveau d'énergie néces-  
saire est généralement compris entre 0,01 J/impulsion et 1 J/  
10 impulsion. Dans le cadre de l'hyperthermie médicale et de l'abla-  
tion thermique, l'énergie nécessaire est généralement de l'ordre de  
plusieurs dizaines de joules.

Ainsi, selon un premier aspect, la présente invention  
concerne l'utilisation d'au moins un transducteur piézo-électrique  
15 composite pour la fabrication d'un appareil de thérapie ultra-  
sonique pour la thérapie notamment de concrétions, de tissus ou des  
os d'un être vivant.

Selon un mode de réalisation particulier, le transducteur  
piézo-électrique composite précité est un transducteur unique de  
20 grande dimension.

Selon un autre mode de réalisation particulier, la  
surface émettrice du transducteur précité est décomposée en  
plusieurs surfaces émettrices pouvant être excitées séparément.

Selon encore un autre mode de réalisation particulier, on  
25 utilise une multiplicité de transducteurs piézo-électriques com-  
posites individuels que l'on assemble pour former un dispositif  
émetteur comprenant au moins autant de surfaces émettrices que de  
transducteurs individuels. Un tel dispositif peut être dénommé dis-  
positif multitransducteurs.

30 Selon un autre mode de réalisation particulier, on  
prévoit des moyens naturels ou électroniques de focalisation des  
ondes acoustiques ou ultrasoniques émises par les surfaces  
émettrices des transducteurs précités.

On peut prévoir avantageusement que les transducteurs  
35 piézo-électriques composites précités émettent des ondes  
ultrasoniques focalisées en un point focal encore dénommé point

cible. Cette focalisation peut être réalisée électroniquement ou naturellement par la prévision du ou des transducteurs ou d'un dispositif multitransducteur physiquement sous forme de coupole sphérique naturellement focalisante. Dans le cas d'une focalisation  
05 électronique, les transducteurs sont alimentés électriquement avec un décalage ou déphasage prédéterminé.

Les effets inattendus de l'emploi de transducteurs en céramique piézo-électriques composites dans le cadre de traitements thérapeutiques sont les suivants :

10 - même à haute énergie, on a observé que les matériaux piézo-électriques composites conservaient une linéarité satisfaisante de comportement. D'autre part, étant donné que les matériaux composites comprennent un matériau polymère, la dissipation thermique est plus faible que dans le cadre de transducteurs  
15 céramiques conventionnels, ce qui semblait a priori interdire leur utilisation dans le cadre d'énergie élevée. Il a maintenant été découvert qu'il était possible d'atteindre une dissipation thermique suffisante pour permettre de réaliser les traitements thérapeutiques.

20 Egalement, grâce à l'emploi de la technologie composite, il est possible de fabriquer des dispositifs multitransducteurs présentant un coefficient de remplissage proche de 100 % alors que dans la technologie conventionnelle à transducteur céramique en mosaïque, on ne peut pas dépasser typiquement environ 66 %.

25 Selon un autre mode de réalisation particulier de l'invention, on prévoit un dispositif piézo-électrique composite mono- ou multitransducteurs réalisé sous forme d'une coupole épousant sensiblement la forme du corps d'un patient dont on fait émettre une onde essentiellement sphérique par un dispositif de  
30 synthèse de phase introduisant des retards de phase permettant de synthétiser une onde essentiellement sphérique.

Actuellement, un transducteur piézo-électrique composite, qui s'est révélé particulièrement intéressant pour la réalisation d'un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique pour la thérapie  
35 notamment de concrétions, de tissus ou des os d'un être vivant, est obtenu à partir de bâtonnets en céramique piézo-électrique à

base d'alliage de zirconate et de titanate, en particulier de plomb, de zirconate et de titanate, PZT, inclus dans une matrice polymère compatible choisie parmi les groupes consistant en une résine époxyde, d'un silicone ou d'un polyuréthane, de préférence  
05 une résine époxyde ou un polyuréthane.

La technologie de réalisation des matériaux piézo composite est bien connue de l'homme de l'art et a été décrite pour l'essentiel dans l'article de Wallace Arden SMITH dans IEEE ULTRASONIC SYMPOSIUM 1989 P 755-766.

10 Par exemple, une des techniques couramment utilisée et appelée "Dice and Fill technique", consiste à partir d'un élément de céramique piézo-électrique du type PZT (Plomb-Zirconate-Titanate), à découper de fines rainures dans l'épaisseur de celui-ci de manière à former un réseau régulier de bâtonnets en céra-  
15 mique. Ensuite, ce réseau est imprégné par le composant polymère du type silicone, résine époxyde ou polyuréthane. Lorsque la résine a polymérisé, les procédés à la mise en épaisseur du matériau par découpe de la base. On dispose alors d'un réseau de bâtonnets indépendants inclus dans une matrice polymère. L'étape suivante con-  
20 siste à déposer sur chaque face, par métallisation sous vide par exemple, les électrodes d'alimentation du transducteur. En appliquant des masques, il est possible de déposer une électrode unique pour l'ensemble du transducteur ou une pluralité d'électrodes adjacentes afin de subdiviser l'ensemble du transducteur en plu-  
25 sieurs groupes qui peuvent être excités séparément. Ensuite, il est déposé une dernière couche de polymère qui a la double fonction d'isolation électrique et d'adaptation acoustique. Il est important de veiller à ce que les dépôts successifs adhèrent parfaitement les uns sur les autres. Enfin, dans une dernière étape, on procède à la  
30 mise en forme du transducteur pour lui donner une forme quelconque, par exemple sphérique. Il est à noter que parfois cette opération est réalisée avant la phase de métallisation.

La proportion en volume de matériau piézo-électrique par rapport au volume total peut être comprise entre 8 et 70 %. Selon  
35 la présente invention, il est avantageux que la proportion en

volume du matériau piézo-électrique par rapport au volume total soit comprise entre 20 et 40 %.

05 L'invention couvre aussi un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique pour la thérapie notamment de concrétion, de  
tissus ou des os d'un être vivant, comprenant au moins un transduc-  
teur piézo-électrique, caractérisé en ce que ledit transducteur  
piézo-électrique est réalisé au moins en partie avec un matériau  
composite, et des moyens d'alimentation électrique dudit transduc-  
teur lui permettant de fournir une énergie acoustique ou ultra-  
10 sonique suffisante pour réaliser ladite thérapie. Le niveau  
d'énergie acoustique ou ultrasonique élevé que les moyens d'alimen-  
tation sont capables de faire émettre audit transducteur est d'au  
moins 0,01 J/impulsion pendant une période de temps suffisante pour  
réaliser ladite thérapie notamment de concrétions, telles que des  
15 lithiases rénales, biliaires ; ou de tissus tels que tumeurs  
bénignes ou malignes ; ou encore des os en particulier au niveau  
des fractures ou au niveau de zones à traiter telles que des zones  
d'ostéoporose. L'invention peut également être utilisée pour le  
traitement de varices.

20 Selon une variante de réalisation, le transducteur piézo-  
électrique composite précité peut être disposé extracorporellement,  
ou bien être monté sur ou faire partie intégrante d'une sonde  
endocavitaire capable d'être introduite dans une cavité du corps  
d'un être vivant.

25 Selon une autre variante de réalisation particulière de  
l'invention, le transducteur piézo-électrique composite précité est  
utilisé en lithotritie, pour aboutir à la destruction par onde  
ultrasonique ou acoustique focalisée formant une onde de choc en un  
point focal, de lithiase présente dans le corps d'un être vivant.

30 Selon une autre variante de réalisation particulière,  
le transducteur piézo-électrique composite précité est utilisé  
pour réaliser de l'hyperthermie médicale ou de la thermothérapie  
ou encore pour réaliser une ablation thermique de tissus tels que  
tissus tumoraux par volatilisation de ceux-ci.

35 On peut prévoir un dispositif piézo-électrique composite  
multitransducteur à usage mixte de thérapie et d'imagerie. Dans un



premier cas, un nombre déterminé de transducteurs permet avantageusement par des moyens électroniques annexes connectés en permanence la formation d'images pour l'échographie alors que les autres transducteurs assurent la fonction thérapie. Selon un mode de réalisation particulièrement avantageux, on peut prévoir que les transducteurs assurant la fonction imagerie sont disposés selon une ou plusieurs lignes émettrices de manière à former un ou plusieurs plans images qui sont de préférence orthogonaux. Cette disposition est particulièrement avantageuse notamment par le fait qu'elle fournit un ou plusieurs plans images passant en permanence par le point focal lorsque les lignes émettrices précitées sont disposées selon un plan de symétrie du dispositif multitransducteur, et permettant ainsi une visualisation continue et en tant réel du processus de thérapie.

Dans un second cas, un nombre déterminé de transducteurs, voir la totalité des transducteurs, assure à la fois la fonction imagerie et thérapie. Ces deux fonctions peuvent être assurées de manière séquencée grâce à des moyens de commande en séquence appropriée qui sont également bien connus de l'homme de l'art.

Il est à noter que l'utilisation des transducteurs piézo-électriques composites selon l'invention dans un usage mixte de thérapie et d'imagerie est particulièrement avantageuse lorsqu'elle est associée au procédé et dispositif de repérage de focalisation d'onde décrit dans le document FR-89 01 628.

25

Les transducteurs piézo-électriques composites selon l'invention, en particulier les dispositifs multitransducteurs à usage mixte thérapie et d'imagerie, peuvent être appliqués au traitement par hyperthermie ultrasonore de tumeurs bénignes ou malignes du foie, du rein, de la prostate, du sein, ainsi que des varices ou varicoses.

Le ou les transducteurs piézo-électriques composites selon l'invention peuvent être avantageusement intégrés dans une

sonde endocavitaire, en particulier endorectale. Dans ce cadre, l'invention permet de réaliser avantageusement le traitement du cancer de la prostate.

05 Une telle sonde endocavitaire présente de préférence la structure décrite dans la demande antérieure du déposant FR-9 102 620 du 05 mars 1991 qui est incorporée complètement par référence.

10 D'autres buts, caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront clairement à la lumière de la description explicative qui va suivre faite en référence à un mode de réalisation actuellement préféré de l'invention donné simplement à titre d'illustration et qui ne saurait donc en aucune façon limiter la portée de l'invention. Dans les dessins :

15 - la figure 1 est une vue arrière d'une coupole focalisante de forme sphérique réalisée avec un dispositif piézo-électrique composite multitransducteurs comprenant 25 transducteurs individuels numérotés de 1 à 25 (grands chiffres) qui sont subdivisés en cinq groupes distincts numérotés de 1 à 5 (petits chiffres).

20 Il est à noter que le premier transducteur numéroté 1 (grand chiffre) constitue à lui seul le groupe 1 (petit chiffre). Ce dispositif en forme de coupole constitue la partie essentielle d'émission d'ondes ultrasoniques focalisées en combinaison avec d'autres organes essentiels comme représenté à la figure 2 ;

25 - la figure 2 représente schématiquement un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique pour la thérapie de tissus d'un être vivant selon la présente invention, comportant application du dispositif multitransducteurs de la figure 1, de type composite ;

30 - la figure 3 est une courbe de linéarité obtenue avec le transducteur piézo-électrique composite numéro 1 (grand chiffre) central formant le premier groupe, de la figure 1. En ordonnée, on a indiqué la pression en bar maximale obtenue en fonction de la tension appliquée exprimée en volts ;

35 - la figure 4 représente la courbe de vieillissement de ce transducteur piézo-composite numéro 1 de la figure 1 obtenue à une pression donnée exprimée en bar, en ordonnées, en fonction du

nombre de tirs multiplié par 1 000 en abscisse (courbe avec les astérisques \* - \*) et d'autre part l'impédance en ohms en ordonnée à droite en fonction du nombre de tirs multiplié par 1 000 en abscisse (courbe o - o), et

05                   - la figure 5 représente schématiquement un second mode de réalisation d'un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique à fonction mixte imagerie/thérapie,

                  - le dispositif composite multitransducteur de la figure 1 est représenté par le numéro de référence générale 100. Ce  
10   dispositif 100 est réalisé selon la méthodologie décrite précédemment. Dans ce cas particulier, le dépôt des électrodes a été effectué avec un masque définissant 25 électrodes adjacentes et indépendantes, de la forme représentée à la figure 1 pour former 25 transducteurs individuels pouvant être alimentés séparément.  
15   L'ensemble a ensuite été mis en forme pour réaliser, par exemple dans ce cas, une coupole d'ouverture 100 mm et de rayon de courbure 160 mm. Le matériau piézo-électrique utilisé est du type PZT et représente environ 25 % en volume du volume total. Les 25 transducteurs numérotés respectivement de 1 à 25 (grands chiffres) sont  
20   subdivisés en cinq sous-groupes numérotés de 1 à 5 (petits chiffres) alimentés par groupes et individuellement comme décrit ci-après en référence à la figure 2. Les alimentations des groupes 2, 3, 4 et 5 sont disposées latéralement et sont référencées  $A_2$ ,  $A_3$ ,  $A_4$ ,  $A_5$ , respectivement.

25                   Le transducteur 1 forme à lui seul un groupe qui pour des raisons pratiques est groupé avec le groupe numéro 2 pour être alimenté par l'alimentation  $A_2$ .

                  La technique de construction de ce dispositif composite multitransducteurs est classique et conforme à celle décrite par  
30   Wallace Arden Smith dans IEEE Ultrasonic Symposium 1989, pages 755-766, en particulier en référence à la figure 2.

                  En référence à la figure 2 en annexe, on a représenté le schéma de principe du dispositif multitransducteurs 100 de la figure 1 en forme de coupole avec son alimentation électronique. On  
35   observera qu'à chaque transducteur individuel piézo-composite du dispositif 100 est associé un transformateur d'impulsions auquel on

a attribué un numéro de référence identique au numéro du transducteur individuel qu'il alimente.

Il y a donc autant de transformateurs d'impulsions que de transducteurs de la coupole.

05            Ces transformateurs d'impulsions sont donc ici également  
au nombre de 25 et sont groupés pour former quatre groupes  
alimentés par quatre générateurs d'impulsions. Ici les quatre  
groupes principaux 2, 3, 4 et 5 sont représentés avec leur généra-  
10            teur d'impulsions associé repéré GI2, GI3, GI4 et GI5. Ces généra-  
teurs d'impulsions sont commandés grâce à une commande centrale 110  
par exemple sous forme d'un ordinateur qui contient, sous forme de  
fichier, toutes les informations propres à piloter individuellement  
chacun des 25 transducteurs individuels. Il s'agit de l'affectation  
des transducteurs à chaque voie électronique, des paramètres de  
15            commande, notamment des retards de phases, la gestion des tirs en  
ce qui concerne par exemple leur nombre et la cadence. Ces informa-  
tions sont envoyées par la commande centrale 110 sur les cartes de  
génération d'impulsions dénommées générateurs d'impulsions via une  
carte interface 112 comme cela est mentionné à la figure 2.

20            Chaque carte de générateur d'impulsions peut gérer  
indépendamment six à sept transducteurs. Ici donc, au moins quatre  
cartes sont nécessaires étant donné que le transducteur central 1  
qui constitue à lui seul un groupe, est commandé par le générateur  
d'impulsions repéré GI2.

25            On comprend que les impulsions qui sont envoyées par les  
générateurs d'impulsions sont reçues par le transformateur  
d'impulsions pour amplification et transmises aux transducteurs  
individuellement ce qui permet une grande souplesse de fonctionne-  
ment et de régler à volonté la puissance globale du dispositif  
30            piézo-électrique composite multitransducteurs 100.

Avec l'élément individuel piézo-électrique central  
référéncé 1 à la figure 1, on a réalisé des essais de linéarité, de  
sensibilité de l'élément transducteur en pression positive  $P^+$  en  
fonction de la tension appliquée.

35            Les résultats de ces essais sous forme de courbes sont  
représentés à la figure 3 avec en abscisses les volts et en

ordonnées les bars indiquant la pression maximale obtenue en fonction de la tension appliquée en volts. La courbe obtenue présente une pente de 5,6 mbars/volts, ce qui est remarquable.

05 Il est également surprenant d'observer que cette courbe est parfaitement linéaire quelle que soit la tension appliquée et la pression des ondes émises exprimée en bar, au point focal, au centre de la coupole.

10 D'autres part, des essais de vieillissement ont également été réalisés avec le transducteur piézo-composite 1 de la figure 1, ces essais étant représentés sous forme de courbe à la figure 4 où en abscisse il a été indiqué le nombre de tirs X 1 000 et en ordonnée à gauche de la courbe il a été indiqué la pression en bars. La courbe pression - nombre de tirs étant donnée en \*. En ordonnée à droite il a été donnée l'impédance en ohms et la  
15 courbe correspondante est indiquée avec des cerles -o-.

On peut observer qu'à une pression initiale de l'ordre de 13 bars, celle-ci est maintenue essentiellement constante quel que soit le nombre de tirs, ce qui est tout-à-fait remarquable.

20 De même, l'impédance du matériau piézo-composite est maintenue essentiellement constante, autour de 1 ohm, quel que soit le nombre de tirs, ce qui est également remarquable et inattendu pour un homme de l'art.

L'invention permet donc d'aboutir à tous les avantages des techniques déterminantes précédemment énoncées.

25 En particulier, le transducteur piézo-électrique composite selon l'invention notamment sous forme d'un dispositif multitransducteurs, peut être utilisé pour la réalisation d'un appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique en thérapie que cela soit pour la destruction de concrétion, de tissus tels que  
30 tumeurs, ou le traitement des os.

En référence à la figure 5, on a représenté un second mode de réalisation d'un appareil de thérapie selon la présente invention à fonction mixte thérapie/imagerie, comprenant un dispositif multitransducteurs d'un type similaire à celui représenté en référence aux figures 1 et 2, en forme de coupole mais  
35 dont une pluralité de transducteurs affectés à une fonction

imagerie sont disposés ici en deux lignes perpendiculaires 202, 204 disposées selon des plans de symétrie de la coupole 200, de manière à avoir des plans images 203, 205 passant en permanence par le point focal F ou centre de la coupole 200 de forme sphérique à focalisation naturelle.

Par ailleurs, les autres transducteurs de la coupole 200 sont répartis en quatre secteurs préférentiels respectivement 206, 207, 208 et 209 qui sont affectés à une fonction thérapie.

Ici également, il est prévu une centrale de commande 110 par exemple un ordinateur, commandant par une interface 112, des générateurs d'impulsions de thérapie (GIT), ou un générateur d'impulsions d'imagerie (GII) relié respectivement au secteur des transducteurs de thérapie 206, 207, 208, 209 ou aux transducteurs d'imagerie disposés selon les lignes 202, 204 portées ici orthogonales. Il est prévu ici selon une variante de réalisation particulièrement préféré, un dispositif commutateur 220 comportant une position A et une position B. Dans la position A, du commutateur, le générateur d'impulsions de thérapie commande également des impulsions de thérapie aux transducteurs des lignes 202, 204, c'est-à-dire que dans cette position A, l'ensemble des transducteurs de la coupole fonctionne en thérapie, c'est-à-dire à forte puissance. Par contre, dans la position B du commutateur, comme représenté à la figure 5, le générateur d'impulsions de thérapie ne commande que les transducteurs des secteurs de thérapie 206, 207, 208 et 209 tandis que le générateur d'impulsions d'imagerie GII commande les transducteurs disposés en lignes émettrices 202, 204 d'imagerie pour contruire une image échographique de la zone focale F selon deux plans perpendiculaires passant par le point F.

On comprendra aisément qu'avec cet appareil selon la figure 5, il est possible par une programmation particulière de la commande centrale 110 de l'interface 112, dans la position A du commutateur, de faire travailler les générateurs d'impulsions en thérapie en séquence d'impulsions de thérapie proprement dite commandant l'ensemble des transducteurs de la coupole 200, ou en imagerie, à une puissance inférieure, en commande l'ensemble des transducteurs de la coupole 200 à une puissance d'imagerie.

L'appareil permet ainsi une versatilité d'utilisation particulièrement appréciable.

05 L'invention comprend donc tous les moyens constituant des éléments techniques des moyens décrits ainsi que leurs diverses combinaisons.

10 Il est à noter que les modes de réalisation décrits aux figures 1 à 5 font partie intégrante de l'invention et donc de la présente description en tous leurs éléments. L'invention couvre encore toute caractéristique qui apparaîtrait être nouvelle vis-à-vis d'un état de la technique quelconque.

15 Le transducteur piézo-électrique composite selon l'invention peut être utilisé pour réaliser l'hyperthermie médicale ou la thermothérapie, ou encore pour réaliser une altération thermique de tissus, tels que tissus tumoraux ou varices, par coagulation, nécrose ou volatilisation de ceux-ci.

REVENDEICATIONS

1. Utilisation d'au moins un transducteur piézo-électrique composite pour la fabrication d'un appareil de thérapie ultrasonique pour la thérapie notamment de concrétions, de tissus ou des os d'un être vivant.  
05
2. Utilisation selon la revendication 1, caractérisée en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité est un élément unique de grande dimension.
- 10 3. Utilisation selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce que la surface émettrice du transducteur précité est décomposée en plusieurs surfaces émettrices pouvant être excitées séparément.
- 15 4. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que l'on utilise une multiplicité de transducteurs piézo-électriques composites individuels que l'on assemble pour former un dispositif comprenant au moins autant de surfaces émettrices que de transducteurs individuels.
- 20 5. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisée en ce que les transducteurs piézo-électriques composites précités sont conçus pour émettre des ondes ultrasoniques focalisées en un point focal ou point cible.
- 25 6. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce qu'il est prévu des moyens naturels ou électroniques de focalisation des ondes acoustiques émises par le ou les éléments transducteurs précités, et en particulier par une réalisation sous forme de coupole sphérique naturellement focalisante.
- 30 7. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce qu'il est prévu un dispositif multitransducteurs réalisé sous forme d'une coupole épousant sensiblement la forme du corps d'un patient dont on fait émettre une onde essentiellement sphérique par un dispositif de synthèse de phase introduisant des retards de phase entre les transducteurs permettant de synthétiser une onde essentiellement sphérique.
- 35 8. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité



est obtenu à partir de céramique piézo-électrique à base de zir-  
conate et de titanate, en particulier de plomb, de zirconate et de  
titanate dite PZT, incluse dans une matrice polymère compatible  
choisie parmi le groupe consistant d'une résine époxyde, d'un sili-  
cone ou d'un polyuréthane.

05 9. Utilisation selon la revendication 8, caractérisée en ce  
que la proportion en volume est de 8 à 70 % de céramique PZT par  
rapport au volume de la matrice polymère.

10 10. Appareil de thérapie ultrasonique ou acoustique pour la  
thérapie notamment de concrétions, tissus ou des os d'un être  
vivant comprenant au moins un transducteur piézo-électrique, carac-  
térisé en ce que ledit transducteur piézo-électrique est réalisé au  
moins en partie avec un matériau composite, et avec des moyens  
d'alimentation électrique dudit transducteur lui permettant de  
15 fournir l'énergie acoustique suffisante pour réaliser ladite  
thérapie.

11. Appareil selon la revendication 10, caractérisé en ce que  
les moyens d'alimentation précités sont capables de faire émettre  
audit transducteur un niveau d'énergie élevé d'au moins 0,01 J par  
20 impulsion pendant une période de temps suffisante pour réaliser  
ladite thérapie, notamment de concrétions telles que lithiase  
rénale, biliaire ; de tissus tels que tumeurs bénignes ou  
malignes ; ou des os, notamment de fractures, ou de zones osseuses  
à traiter telles que zones d'ostéoporose, ou encore de varices.

25 12. Appareil selon la revendication 10 ou 11, caractérisé en  
ce que le transducteur piézo-électrique composite précité est  
disposé extra-corporellement.

13. Appareil selon l'une des revendications 10 ou 11, carac-  
térisé en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité  
30 est monté sur ou fait partie intégrante d'une sonde endocavitaire  
capable d'être introduite dans une cavité du corps d'un être  
vivant.

14. Appareil selon la revendication 10, 11, 12 ou 13, carac-  
térisé en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité  
35 est utilisé en lithotritie pour aboutir à la destruction par ondes  
ultrasoniques ou acoustiques focalisées formant une onde de choc

en un point focal, de lithiases présentes dans le corps d'un être vivant.

05 15. Appareil selon l'une des revendications 10, 11, 12 ou 13, caractérisé en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité est utilisé pour réaliser l'hyperthermie médicale ou la  
thermothérapie, voir encore pour réaliser une altération thermique de tissus, tels que, tissus tumoraux ou varices, par coagulation, nécrose ou volatilisation de ceux-ci.

10 16. Appareil selon l'une des revendications 10, 11, 12 ou 13, 14 ou 15, caractérisé en ce que le transducteur piézo-électrique composite précité est réalisé sous forme d'un dispositif multi-transducteurs à usage mixte de thérapie et d'imagerie.

15 17. Appareil selon la revendication 16, caractérisé en ce qu'un nombre déterminé de transducteurs (202, 204) permet par des moyens électroniques annexes (GII) la formation d'images pour l'échographie alors que les autres transducteurs (206, 207, 208, 209) assurent de manière indépendante la fonction thérapie.

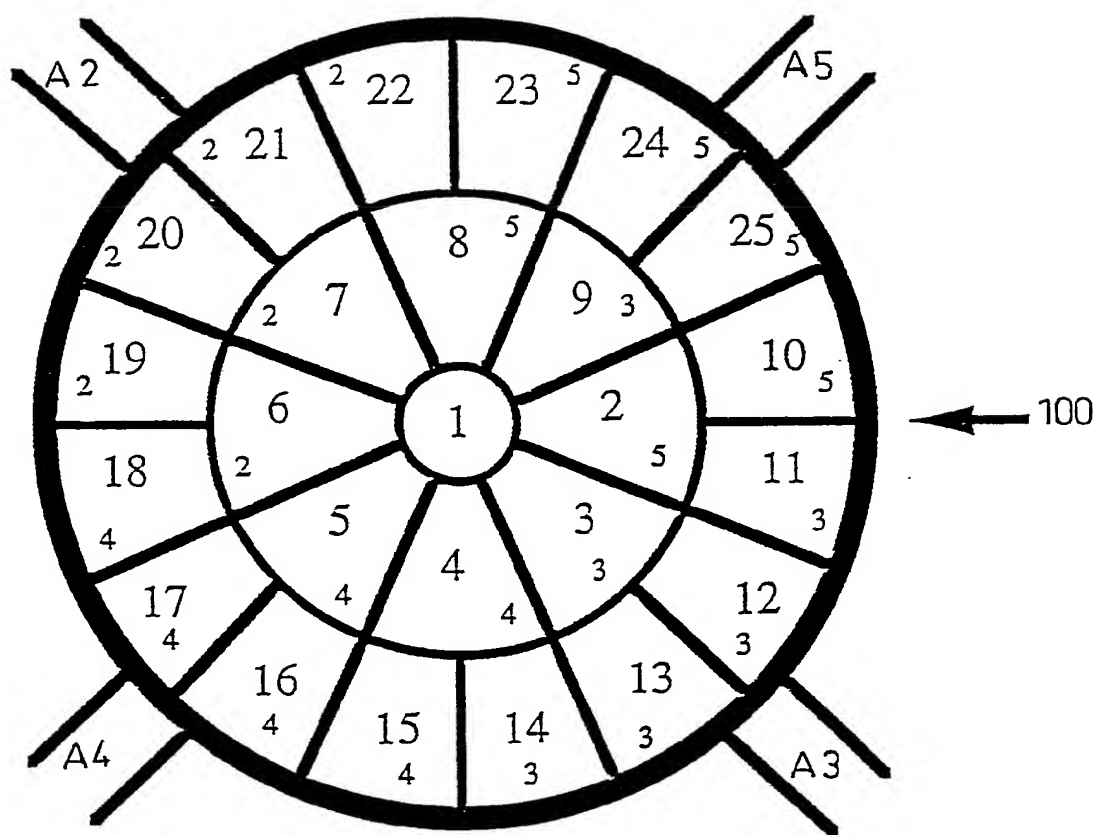
20 18. Appareil selon les revendications 16 et 17, caractérisé en ce qu'un dispositif de commutation (220) permet de manière séquencée d'utiliser les transducteurs (202, 204) pour la formation d'images par échographie et pour la fonction thérapie.

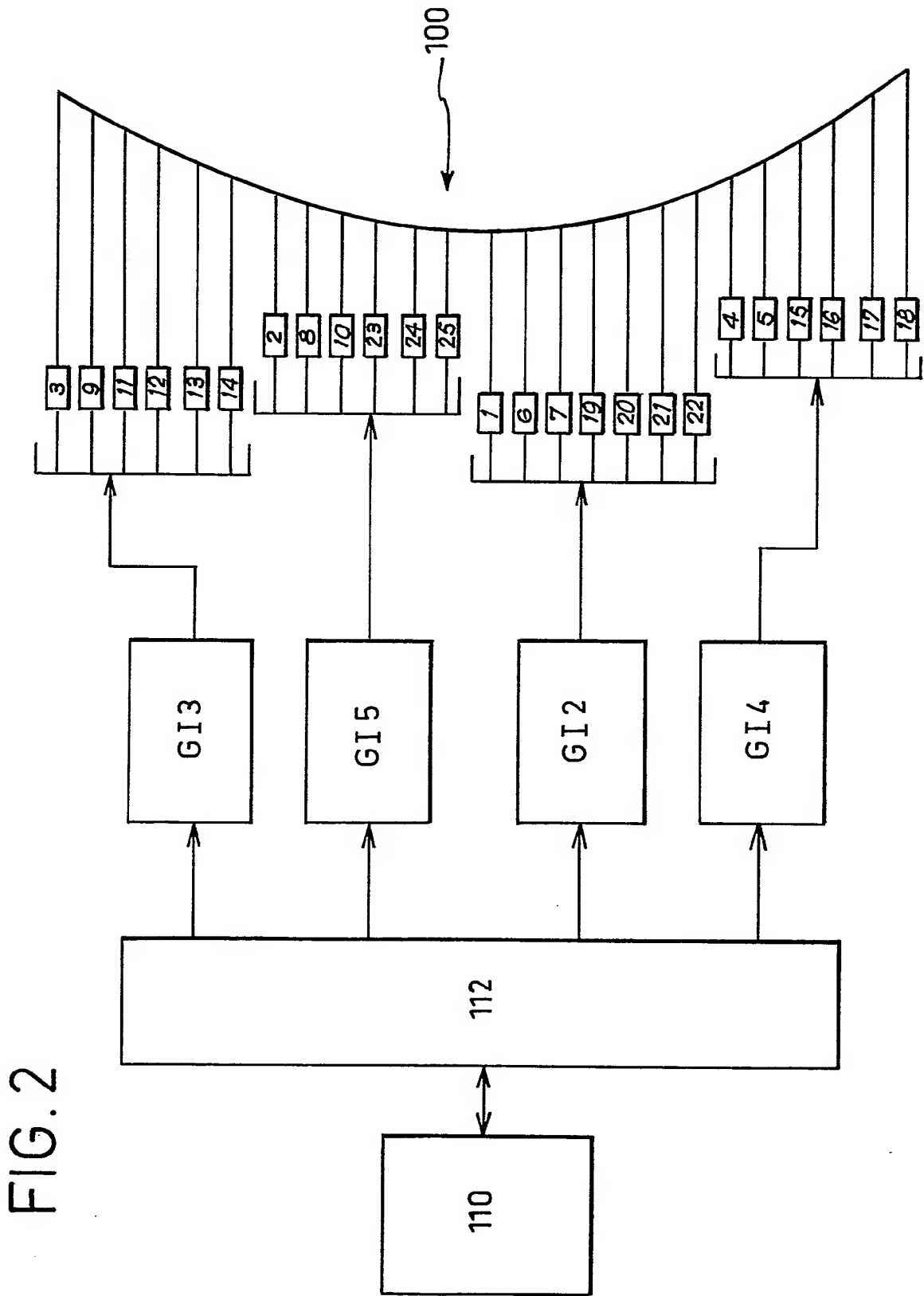
25 19. Appareil selon la revendication 16 ou 17, caractérisé en ce que les transducteurs assurant la fonction imagerie sont disposés sur une ou plusieurs lignes émettrices (202, 204) de manière à former un ou plusieurs plans image (203, 205) qui sont de préférence orthogonaux et passent par le point focal.

20. Appareil selon l'une des revendications 10 à 19, caractérisé en ce qu'il comprend une centrale de commande (110) commandant les transducteurs précités individuellement ou par groupe.

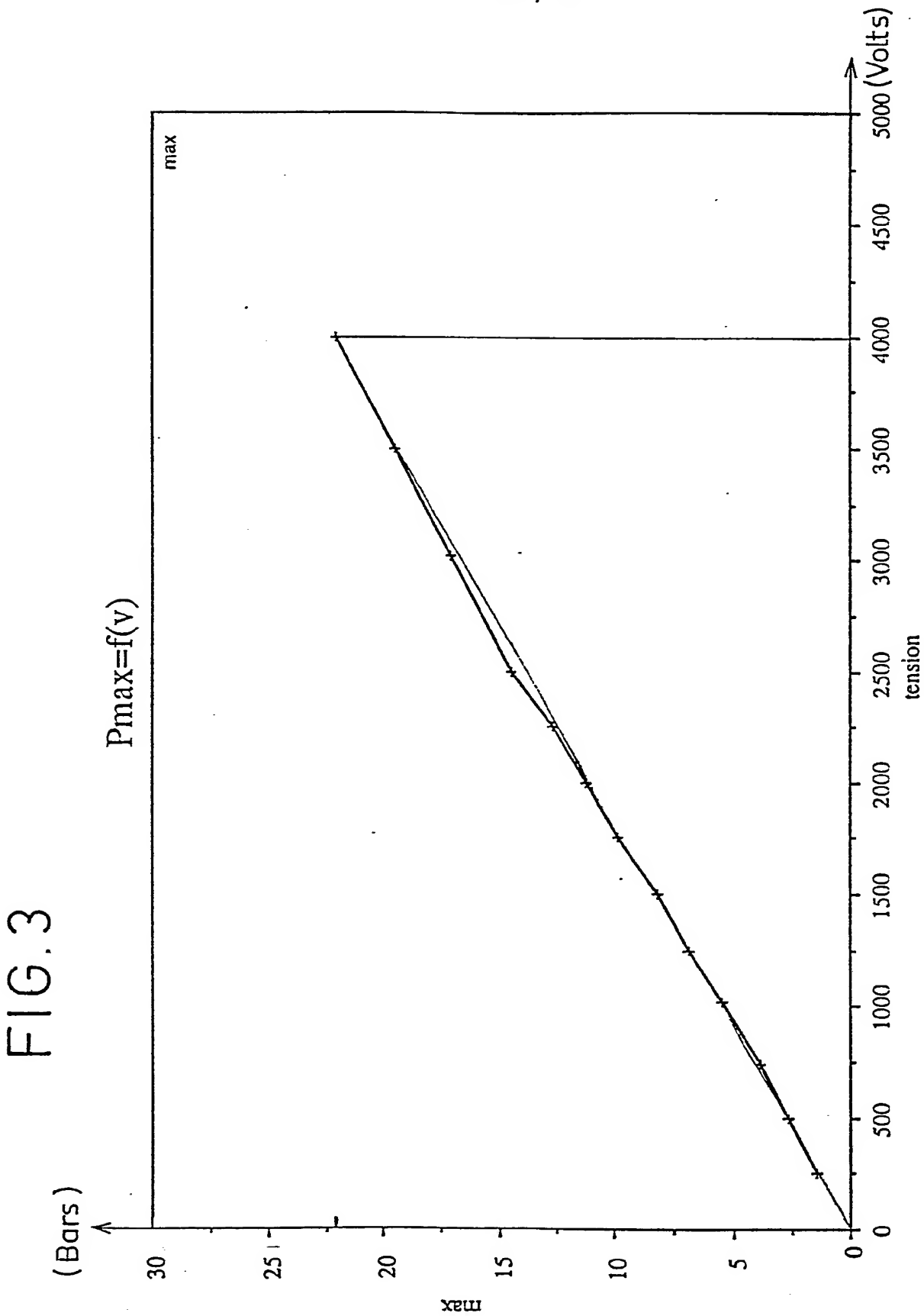
1/5

FIG.1





3 / 5



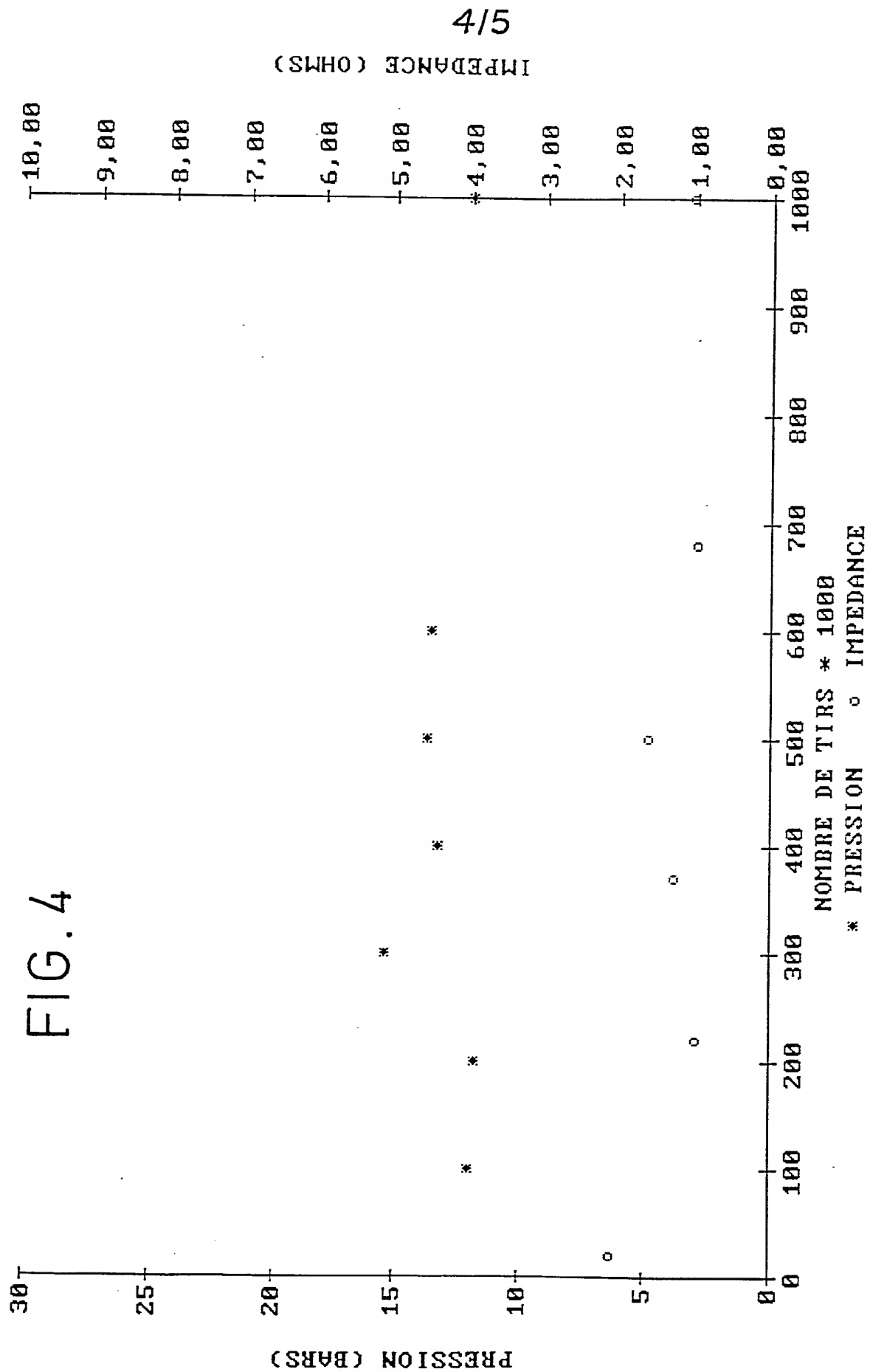
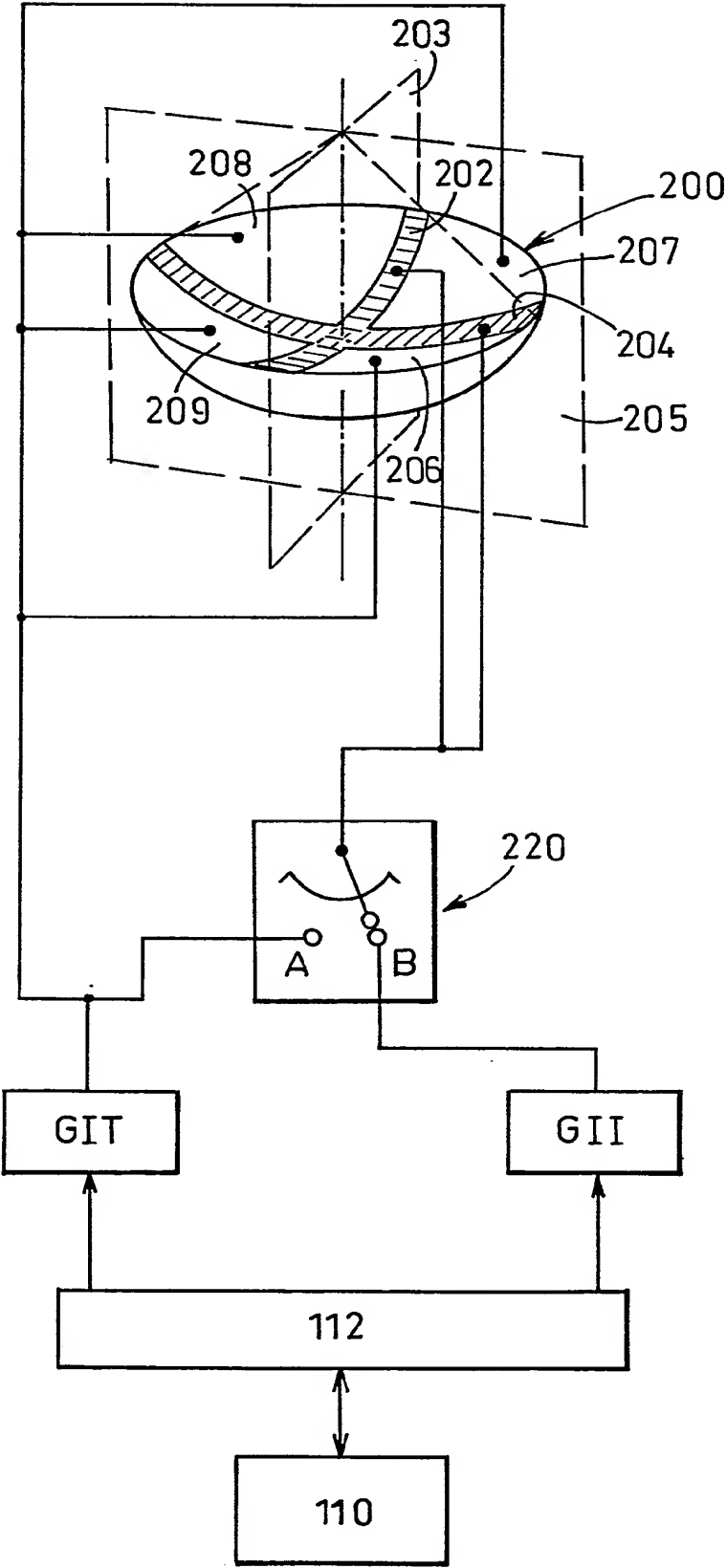


FIG.5



**INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE**

**RAPPORT DE RECHERCHE**  
**établi sur la base des dernières revendications**  
**déposées avant le commencement de la recherche**

FR 9109197  
FA 459420

| DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS  |   | Revendications<br>concernées<br>de la demande<br>examinée |
|--|---|---|
| Catégorie  | Citation du document avec indication, en cas de besoin,<br>des parties pertinentes  |   |
| A, D   | IEEE 1989 ULTRASONICS SYMPOSIUM<br>vol. 2, 3 Octobre 1989, MONTREAL, CANADA<br>pages 755 - 766;<br>SMITH, WALLACE ARDEN: 'The role of<br>piezocomposites in ultrasonic transducers'<br>---- | 1, 10   |
| A  | EP-A-0 326 701 (DORNIER)<br>* colonne 2, ligne 39 - colonne 3, ligne 39;<br>figure 1 *<br>----  | 1, 10   |
| A, D   | EP-A-0 137 529 (PHILIPS)<br>* abrégé; figure 3 *<br>-----   | 1, 10   |
|  |   | DOMAINES TECHNIQUES<br>RECHERCHES (Int. Cl.5)             |
|  |   | A61B<br>A61F  |
| Date d'achèvement de la recherche<br>03 AVRIL 1992   |   | Examinateur<br>MOERS R.                                   |
| <p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul<br/>Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie<br/>A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général<br/>O : divulgation non-écrite<br/>P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention<br/>E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.<br/>D : cité dans la demande<br/>L : cité pour d'autres raisons<br/>*****<br/>&amp; : membre de la même famille, document correspondant</p> |   |   |